



- 2 -

A61N5/36L

(51) Internationale Patentklassifikation 5 :

A61N 5/06

A1

(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: WO 93/09847

(43) Internationales
Veröffentlichungsdatum:

27. Mai 1993 (27.05.93)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/CH92/00228

(22) Internationales Anmeldedatum:
20. November 1992 (20.11.92)(30) Prioritätsdaten:
3398/91-7 20. November 1991 (20.11.91) CH(71)(72) Anmelder und Erfinder: LARSEN, Erik [DK/CH];
Münsterplatz 26, CH-8201 Schaffhausen (CH).(81) Bestimmungsstaaten: AU, BG, BR, CA, CH, CS, FI, HU,
JP, KP, KR, LU, NO, PL, RO, RU, UA, US, europäi-
sches Patent (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FR, GB, GR,
IE, IT, LU, MC, NL, SE).

Veröffentlicht

*Mit internationalem Recherchenbericht.
Vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche zugelasse-
nen Frist. Veröffentlichung wird wiederholt falls Änderun-
gen eintreffen.*

(54) Title: PHOTODYNAMIC STIMULATION DEVICE

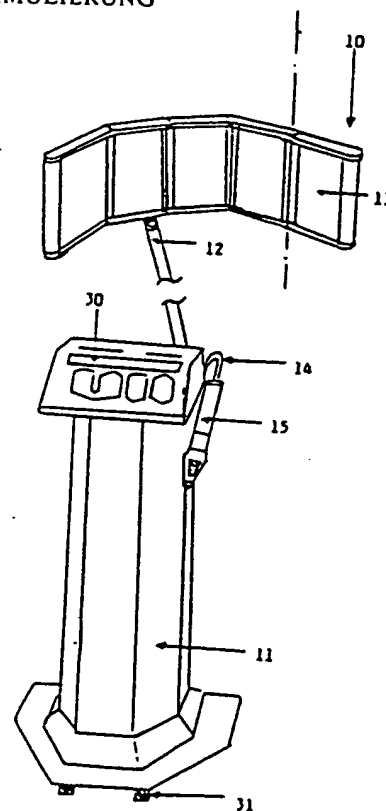
(54) Bezeichnung: VORRICHTUNG ZUR FOTODYNAMISCHEN ENERGIESTIMULIERUNG

(57) Abstract

Known devices which use infra-red radiation for the photodynamic stimulation of living cells, in particular human cells of both surface and underlying tissues, do not run at a constant energy output owing to the self-heating phenomena associated with infra-red semiconductor diodes. The device disclosed can run with constant output, thereby avoiding the drawbacks of known devices, by allowing shorter cut-in times for the diode pulses (17, 17a) and greater efficiency. An incidental effect of this is that a diode produces light in three wavelengths. Furthermore, blue light is produced in addition to infra-red and has a number of particularly useful therapeutic applications.

(57) Zusammenfassung

Bekannte Vorrichtungen zur fotodynamischen Stimulierung der Energie lebender, insbesondere menschlicher Zellen der oberflächlichen und tiefer liegenden Gewebeschichten mittels infraroter Strahlung sind auf Grund von Aufheizungserscheinungen von infraroten Halbleiterdioden nicht mit konstanter Energieabgabe betreibbar. Offenbart wird eine Vorrichtung, die mit konstanter Energieabgabe zur Meidung der Nachteile der bekannten Vorrichtungen betreibbar ist, indem kürzere Einschaltzeiten für Stromstöße zu den Dioden (17, 17a) und höhere Leistungen vorgesehen werden. Daneben ergibt sich daraus der Effekt, dass eine Diode Licht mit drei Wellenlängen abgibt. Ferner ist zu IR Licht auch Blaulicht für besondere vorteilhafte Anwendungen im Therapiebereich vorgesehen.



LEDIGLICH ZUR INFORMATION

Code, die zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfhögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

AT	Österreich	FR	Frankreich	MR	Mauritanien
AU	Australien	GA	Gabon	MW	Malawi
BB	Barbados	GB	Vereinigtes Königreich	NL	Niederlande
BE	Belgien	GN	Guinea	NO	Norwegen
BF	Burkina Faso	GR	Griechenland	NZ	Neuseeland
BG	Bulgarien	HU	Ungarn	PL	Polen
BJ	Benin	IE	Irland	PT	Portugal
BR	Brasilien	IT	Italien	RO	Rumänien
CA	Kanada	JP	Japan	RU	Russische Föderation
CF	Zentrale Afrikanische Republik	KP	Demokratische Volksrepublik Korea	SD	Sudan
CG	Kongo	KR	Republik Korea	SE	Schweden
CH	Schweiz	KZ	Kasachstan	SK	Slowakische Republik
CI	Côte d'Ivoire	LI	Liechtenstein	SN	Senegal
CM	Kamerun	LK	Sri Lanka	SU	Sowjet Union
CS	Tschechoslowakei	LU	Luxemburg	TD	Tschad
CZ	Tschechische Republik	MC	Monaco	TC	Togo
DE	Deutschland	MG	Madagaskar	UA	Ukraine
DK	Dänemark	ML	Mali	US	Vereinigte Staaten von Amerika
ES	Spanien	MN	Mongolei	VN	Vietnam
FI	Finnland				

Vorrichtung zur fotodynamischen Energiestimulierung

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur fotodynamischen Energiestimulierung nach dem Oberbegriff des Patentanspruches 1.

Mitochondrien in Zellen von Ein- und Mehrzellern stellen Orte energieliefernder Zellatmung dar. Auch sind sie in der Lage, Proteine zu synthetisieren, da sie über ein vom Zellkern ihrer Zelle unabhängiges, selbständiges genetisches System aus DNA und RNA verfügen. Hauptaufgabe der Mitochondrien ist jedoch die der Zellatmung, d.h. innerhalb der Zellen die Umsetzung von über die Blutbahn und sonstwie zugeführter Nährstoffe und Sauerstoff in Energie und körpereigene Baustoffe, wobei bei der Umsetzung auch Abfallprodukte, wie Wasser, Kohlendioxid, Alkohol und Milchsäure anfallen. Dabei spielt eine bedeutende Rolle die Adenosin-Triphosphorsäure (ATP), die von den Mitochondrien aus Adenosin Diphosphorsäure (ADP) und Orthophosphat synthetisiert wird. Komplizierte chemische Verbindungen spielen dabei als Reaktionskatalysoren eine entscheidende Rolle.

Anregung der Zellatmung, insbesondere Stimulierung der ATP Produktion von Zellen werden therapeutisch, vorzugsweise zur Förderung stark zellenenergieverbrauchender Heilungs- und Abmagerungsprozesse genutzt, hierunter fällt die Wundheilung, ferner auch die Reduktion der Schmerzempfindlichkeit, soweit durch eine krankheits- oder schwächebedingte Hypopolarisation bzw. Depolarisation ausgelöst. Ganz allgemein kann durch Anregung der Zellatmung durch Stress, Krankheit oder Alter ausgelösten Schwächen von Zellen entgegengewirkt werden. Damit mittels optischer Strahlung die Stimulierung der Mitochondrien möglich wird, sind zwei Voraussetzungen zu erfüllen.

Zum einen muß die Strahlung eine ganz bestimmte, die Stimulation auslösende Wellenlänge und Strahlungspulsfrequenz aufweisen, und zum anderen muß sie in der Lage sein, Gewebequerschnitte größerer Dicke zu durchdringen. Von der stimulierenden Strahlung ist ferner zu fordern, daß sie bestrahltes Gewebe nicht schädigt, auch soll sie keine Schmerzen erzeugen.

Bekannt ist eine Vorrichtung zur fotodynamischen Stimulierung der Energie von lebenden, vorzugsweise nicht pflanzlichen Zellen der oberflächlichen und insbesondere der tieferliegenden Gewebeschichten mittels infraroter Strahlung. Die Vorrichtung umfaßt ein Energieversorgungs- und Steuergerät und einen Applikator, an dem infrarote Strahlung im 900 nm (1 nm = 1 Nanometer) Bereich abstrahlende IR (Infrarot)-Halbleiterdioden und Reflektoren zur Bündelung der IR Strahlung vor dem Applikator vorgesehen sind. Das einen Generator umfassende Steuergerät speist bei dieser bekannten Vorrichtung die Halbleiterdioden mit Strompulsen einer bestimmten Frequenz, die innerhalb eines Bereiches von 500 - 5000 liegt.

Nachteilig bei der bekannten Vorrichtung ist, daß die Halbleiterdioden während des Betriebes einer Aufheizung unterliegen, die für die Vorrichtung einen Leistungsabfall nach sich zieht. Die bekannte Vorrichtung gibt mithin während des Betriebes keine konstante Leistung ab. Ein weiterer Nachteil liegt darin, daß infrarote Strahlung in nur einem Wellenlängen-Bereich von 900 nm verfügbar ist. Leistungsabfall und Strahlung in nur einem Wellenlängen-Bereich schränken die therapeutische Verwendbarkeit der bekannten Vorrichtung ein

Hiervon ausgehend, hat sich der Erfinder die Aufgabe gestellt, eine Vorrichtung zur fotodynamischen Energiestimulierung

lierung lebender Zellen zu schaffen, die im Betrieb eine konstante Leistung und zur Erweiterung ihrer therapeutischen Verwendbarkeit IR Strahlung in mindestens zwei Wellenlängen-Bereichen abgibt, und die Aufgabe wird gelöst durch eine gattungsgemäße Vorrichtung mit den kennzeichnenden Merkmalen des Anspruchs 1

Vorteilhaft weitergebildet ist die Lösung durch die Gegenstände der dem Anspruch 1 folgenden Ansprüche.

Weitere Vorteile, Merkmale und Einzelheiten der Erfindung ergeben sich aus der folgenden Beschreibung eines bevorzugten Ausführungsbeispiels und der Zeichnungen, es stellen dar

- Fig. 1: eine Darstellung der erfindungsgemäßen Vorrichtung in perspektivischer Darstellung.
- Fig. 2 a,b,c: als Einzelheiten Maschinenapplikatoren der Vorrichtung gemäß Fig.1,
- Fig. 3: einen Gelenkarm zur bewegbaren Anlenkung der Maschinenapplikatoren,
- Fig. 4: ein Blockschaltbild einer Steuereinheit, die Applikatoren versorgt,
- Fig. 5: ein Handapplikator,
- Fig. 6: ein Applikator gemäß Fig. 5 mit axialer Lichtabstrahlung,
- Fig. 7: ein Applikator gemäß Fig. 5 mit radialer Lichtabstrahlung,

Fig. 8: ein Applikator mit drehbarem Kopf,

Fig. 9: als Einzelheit einer Platine für den Applikator gemäß Fig. 8.

Gemäß Fig. 1 besteht die erfindungsgemäß ausgebildete Vorrichtung 10 zur fotodynamischen Stimulierung von Zellen aus einer Standsäule 11, an die über einen Gelenkarm 12 Maschinenapplikatoren 13 (folgend kurz Applikatoren 13 genannt) angelenkt sind. Die Standsäule 11 ist auch über eine elektrische Leitung 14 mit einem Handapplikator 15 verbunden. Die Standsäule 11, bevorzugt über Rollen 31 frei über eine Auflagefläche bewegbar, enthält das in Fig. 4 dargestellte Steuergerät 16, wobei Funktionen des Steuergerätes 16 auf einer Steuertafel 30 (auch Darstellgerät 30 genannt) einstell- und überwachbar sind.

Die Fig. 2a, 2b und 2c zeigen flächige Applikatoren 13, die als Ausführungsformen nach Fig. 2a bis 2c individuell einzeln, nebeneinander mehrfach oder in Kombination zu einem Applikator zusammengestellt sein können. Die Applikatoren 13 sind im Falle der Ausführungsform nach Fig. 2a mit Halbleiterdioden 17 und 17a (folgend kurz Dioden genannt) in versetzter Reihenfolge bestückt, wobei unter versetzter Reihenfolge eine Anordnung von Dioden 17 verstanden wird, derart, daß jeweils eine Diode 17a einer Reihe auf dem Schnittpunkt zweier Diagonalen durch jeweils zwei beidseitig benachbarter Dioden 17 angeordnet sind. Die Dioden 17 und 17a sind mit Reflektoren 18 umgeben, die Strahlungen sammeln und in einer wenige Zentimeter vor dem Applikator 13 liegenden Ebene bündeln.

Gemäß den Fig. 2b und 2c sind die Dioden 17 in regelmäßiger Reihenanzordnung, d.h. zueinander äquidistant angeord-

net, wobei nach Fig. 2c ein Applikator 13 zusätzlich zu den Dioden 17 eine Lichtquelle 19 aufweist. Die Dioden 17 strahlen Licht mit drei Wellenlängen, nämlich 600, 900 und 1200 nm, also Infrarot (IR) Strahlung im Rotlichtbereich ab, während die Lichtquelle 19 in Form einer Röhre und die Dioden 17a (Fig. 2a) Licht mit einer Wellenlänge von 350-500 nm, d.h. Blaulicht abstrahlen.

Zur Behandlung großflächiger Gewebebereiche sind gemäß Fig. 1 mehrere Applikatoren 13 über jeweils eine Längskante mit die Längskanten verbindenden Scharnieren 20 beweglich miteinander verbunden, wodurch die Applikatoren an Oberflächengestaltungen von Gewebebereichen, z.B. an Rückenpartien von Menschen, für eine aequidistante Positionierung der Applikatoren 13 einstellbar werden. Der in Fig. 3 gezeigte Gelenkarm 12 verbindet einen oder mehrere Applikator(en) 13 mit der Standsäule 11. Der Gelenkarm 12 weist drei Gelenkträger 21, 22, 23 auf, wobei der Gelenkträger 21 einends mit der Standsäule 11, und der Gelenkträger 23 an einem freien Ende mit einem oder mehreren Applikatoren 13 bewegbar über ein arretierbares Gelenk 24 verbunden ist. Ein weiteres arretierbares Gelenk 25 verbindet Gelenkträger 23 mit 22, während der Gelenkträger 22 über ein Scharnier 26 mit dem Gelenkträger 21 verbunden ist. Letzterer Gelenkträger 21 ist seinerseits über ein Gelenk 27 mit der Standsäule 11 verbunden. Der Gelenkarm 12 gestattet somit die Positionierung der Applikatoren 13 vor oder über einem Gewebebereich, ohne letzteren - durch Einhaltung eines Positionierungsabstandes - zu belasten. Der Gelenkarm 12 trägt weiter die elektrischen Zuleitungen 14 (nicht näher dargestellt) von dem in der Standsäule 11 aufgenommenen Steuergerät 16 zu dem oder den Applikator(en) 13.

Gemäß Fig. 4 besteht das Steuergerät 16 aus einem Generator 28, einem Zeiteinstellgerät 29 (Timer) und einem Dar-

stellgerät 30 (Display). Vermittels des Generators 28 werden die zur Erzeugung von Licht notwendigen Stromimpulse beigestellt, während über den Timer 29 alle Zeitfunktionen, beispielsweise auch die Behandlungsdauer einstellbar sind. Das Display 30 zeigt die gewünschten Behandlungsdaten, wie Strompulsfrequenz, Pulslänge und Pulshöhe an. Vermittels des Steuergerätes 16 ist die erfindungsmäßige Vorrichtung bezüglich Länge, Höhe und Frequenz von Stromstößen in relativ weiten Bereichen einstellbar, so daß als Lichtquellen Dioden 17, 17a und Röhren 19, wie auch Laserdioden gleicher Ausführung wie die beschriebenen Dioden 17 verwendbar werden. Zu diesem Zweck ist das Steuergerät für einen Betrieb mit Dioden 17 oder Laserdioden auf die eine oder andere Betriebsart, d.h. Halbleiterdioden - 17 oder Laserdiodenbetrieb umschaltbar ausgestaltet.

Für den Halbleiterdiodenbetrieb werden die Dioden 17 und gleichzeitig die Dioden 17a bzw. 19 für Blaulicht in entsprechender Anpassung mit Strom in Pulsfrequenzen von 200 bis 20'000 Hz mit Strompulslängen zwischen 2 und 200 Mikrosekunden, vorzugsweise zwischen 2 und 20 Mikrosekunden, und Strompulshöhen zwischen 12 und 25 Volt beaufschlagt. Bei dieser Betriebsweise, wegen der kurzen Strompulslängen, wird eine Aufheizung wirksam vermieden und dadurch ein leistungskonstanter Betrieb möglich. Gleichzeitig stellen sich bei vorstehender Betriebsart bei jeder Diode 17 gleichzeitig Lichtstrahlungen in drei einzelnen Wellenlängenbereichen, und zwar in Bereichen von 600, 900 und 1200 Nanometern ein. Durch gleichzeitige Anregung der Blaulicht-Dioden 17a, 19 stehen dann für therapeutische Zwecke vier Strahlungen mit Wellenlängen von 350-500 nm (Blaulicht) sowie 600, 900 und 1200 Nanometern zur Verfügung. Licht im Blaulichtbereich stimuliert Aktivitäten in Zellen und dadurch die Regeneration ermüdeten und kranken Gewebes, insbesondere den Abbau von Fettdepots bei Abmagerungstherapien. Die Hauptstrahlung kommt von den Infrarot Halblei-

terdioden 17. Strahlung im 600 Nanometerbereich stimuliert hauptsächlich die Zellatmung oberer Gewebeschichten, während die Strahlung im 900 Nanometerbereich Stimulationen von Zellen von der Geweboberfläche in bis zu ca. 70 mm tiefliegenden Gewebeschichten bewirkt. Die Strahlung im 1200 Nanometerbereich dringt noch tiefer als die 900 Nanometer-Strahlung in das Gewebe ein und stimuliert in einem lebenden Körper die Wasserabsorption.

Für die zweite Betriebsart - den Laserbetrieb - werden als Laserdioden ausgebildete Lichtquellen 17 mit Strompulsen einer Frequenz zwischen 200 und 20'000 Hz, einer Strompulslänge zwischen 2 und 200 Nanosekunden, vorzugsweise zwischen 2 und 20 Nanosekunden, und einer Strompulshöhe zwischen 40 und 400 Volt beaufschlagt. Erzeugt wird ein monochromatisches Laserlicht der Wellenlänge von ca. 900 Nanometern, das therapeutisch gleich wirksam wie das Licht vergleichbarer Wellenlänge von Halbleiterdioden 17 ist, sofern bei der Laserbetriebsart die Strompulslänge zur fotodynamischen Biostimulation in einem Längenbereich von 100 Nanosekunden gehalten ist. Bei Einstellung kurzer Pulslängen in dem Bereich von 2 bis 20 Nanosekunden und Einstellung einer hohen Betriebsspannung erfolgt von der Laserdiode 17 eine Doppelphotonabscheidung, die ihrerseits eine Blaulichtstrahlung in einem Wellenlängenbereich von ca. 350-500 Nanometern bewirkt. Mit Hilfe dieses Zweiphotonenwerkzeuges in nahem Infrarotbereich kann die relativ große Energie des Blaulichtes, die normalerweise bereits auf der Hautoberfläche absorbiert wird, viel tiefer in das Gewebe transportiert werden. Während der Absorption von Doppelphotonen werden im Bereich des Blaulichtes Cytochrome aktiviert und Quantenenergien von 2.8 eV (Elektronenvolt) erreicht. Durch Doppelphotone wird auch die Aktivität der Chymotrypsin-Enzyme stimuliert.

[Die Applikatoren 13 nach den Fig. 2a, 2b und 2c sind mit zwischen Dioden 17 - entweder Halbleiter- oder Laserdioden 17 - angeordneten Sensoren 32 versehen. Die Sensoren 32 dienen dem Zweck zu messen, welche Energiemenge ausgehend von den Applikatoren 13 in Joule/cm^2 in Gewebe eingedrungen ist. Für therapeutische Zwecke ist beispielsweise beabsichtigt, eine vorgegebene Energiemenge pro Flächeneinheit zu bestrahlendem Gewebe einzugeben, die zunächst am Steuergerät 16 eingestellt wird. Sensoren 32 messen nach Aufnahme der energiemäßig voreingestellten Strahlung durch das Gewebe die beispielsweise durch die Hautoberfläche teilweise abgestrahlte Energiemenge. Die voreingestellte abzüglich abgestrahlte Energiemenge ist diejenige Menge, die in Gewebe eindringt. Diese Energiemenge ist um den abgestrahlten Energiemengenanteil zu erhöhen, damit die therapeutisch vorgegebene Energiemenge zum Eintrag in das Gewebe gelangt.

Eine Erhöhung der einzutragenden Energiemenge ist mittels der erfindungsgemäßen Vorrichtung dadurch gegeben, daß entweder die Betriebsspannung (Pulshöhe) oder die Pulsfrequenz oder beide zusammen erhöht und/oder die Behandlungszeit durch Einstellung am Steuergerät 16 verlängert wird.

Während die Applikatoren 13 nach Fig. 2a, 2b und 2c zur Behandlung größerer Gewebeflächen gedacht sind, sind die Handapplikatoren 15a, 15b nach den Fig. 5 und 8 für kleinflächige Gewebebehandlungen vorgesehen.

Der Handapplikator 15a umfaßt einen zylindrischen Schaft 34, an dem ein Kopf 35 angeordnet ist. Im Kopf 35 ist eine Platine 36 mit Lichtquellen vorzugsweise Halbleiterdioden 17 (nicht dargestellt) vorgesehen. Auch angeordnet kann auf der Platine 36 sein eine Blaulicht-Halbleiterdiode 17a, die in gleiche Weise angeregt wird wie die Dioden der Applikatoren 13, so daß Licht 38 in Wellenlängen von 400, 600, 900 und 1200 Nanometern zur Verfügung steht, das gemäß

Fig. 7 aus einem Schlitz 37 aus dem Kopf austritt. Zur Polarisierung der Lichtstrahlen ist vor der Platine 36 ein Polarisierungsfilter 41 vorgesehen, dessen Verwendung den Vorteil bietet, daß die Strahlung besser in zu behandelndem Gewebe absorbiert wird. Der Kopf 35 weist auch eine vordere Strahlenaustrittsöffnung 39 auf. Im Kopf 35 vor der Austrittsöffnung 39 sind eine Linse zur Fokussierung der Lichtstrahlen 30 und ein Polarisierungsfilter 41 vorgesehen, wobei eine Lichtquelle (nicht gezeigt) gemäß Fig. 6 Licht 38 in axialer Richtung durch Linse 40 und Polarisierungsfilter 41 abstrahlt. Die Vorrichtung mit dieser Art Licht 38 - Abstrahlung eignet sich besonders zur Behandlung kleiner, punktförmiger Gewebeflächen.

Fig. 8 in Verbindung mit Fig. 9 stellen einen Handapplikator 15b dar, der sich besonders für Dentalbehandlungen eignet. Der Applikator 15b weist an dem vorderen Ende seines Schaftes 42 eine Platine 43 auf, die jeweils eine IR Licht-Halbleiterdiode 44 und Blaulicht-Halbleiterdiode 45 trägt, wobei die Diode 44 zur Abstrahlung von Licht mit den beschriebenen drei Wellenlängen und die Diode 45 zur Abstrahlung von Licht mit ebenfalls beschriebener Lichtwellenlänge angeregt wird. Vor der Platine 43 ist ein Kopf 46 mit einem am Kopf 46 angeordneten hohlen Ausleger angeordnet, in dem Glasfaser-Lichtkabel (nicht gezeigt) aufgenommen sind. Der Kopf 46 ist vor der Platine 43 drehbar ausgebildet, so daß der Ausleger 47 vor eine der beiden Dioden 44 oder 45 positionierbar ist. Wird der Ausleger 47 beispielsweise vor die Diode 44 positioniert, so durchläuft Licht der Wellenlängen 600, 900 und 1200 Nanometer das Lichtkabel, wird es am vorderen Ende des Auslegers 47 umgelenkt und trifft anschließend auf Gewebe, zum Beispiel Gewebe des Zahnfleisches auf, wodurch schmerzhaftes Zahnfleischveränderungen beseitigbar werden. Durch Positionierung des Auslegers 47 vor der
Blaulicht-Halbleiterdiode

45 wird Blaulicht durch den Ausleger 47 geleitet, mit dem aus Kunststoff bestehende Zahnfüllungen zur Härte bringbar sind. Es versteht sich, daß auch bei dieser Ausführungsform die Lichtstrahlungen durch Polarisationsfilter geleitet werden können. Auch ist es möglich, beide Handapplikatoren mit Sensoren zum gleichen Zweck wie im Zusammenhang mit den Applikatoren 13 beschriebenen auszustatten.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur fotodynamischen Stimulierung von Zellen, insbesondere Zellen menschlichen Gewebes, mittels Lichtstrahlung (38), bestehend aus einem Grundgerät (10) umfassend ein Steuergerät (16) mit einem Generator (28) und mindestens einem Lichtquellen aufweisenden Applikator (13, 15a, 15b) mit Reflektoren (18) zur Bündelung der Lichtstrahlen (38) vor dem Applikator (13, 15a, 15b), wobei das Steuergerät (16) mit Generator (28) zur Speizung der Lichtquellen mit Strom in Pulsen einer Frequenz zwischen 200 und 20.000 Hz, einer zeitlichen Strompulslänge zwischen 2 Nanosekunden und 20 Mikrosekunden und einer Strompulshöhe zwischen 12 und 400 Volt ausgebildet sind.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Lichtquellen infrarote Strahlung abgebende Halbleiterdioden (17) sind.
3. Vorrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß jede Halbleiterdiode (17) infrarote Strahlung in mindestens zwei Wellenlängenbereichen abgibt.
4. Vorrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß jede Halbleiterdiode (17) infrarote Strahlung in Wellenbereichen von etwa 600, 900 und 1200 Nanometern abgibt.
5. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß der Applikator mindestens eine Lichtquelle (17a, 19) aufweist, die Licht mit einer Strahlung in einem Wellenlängenbereich von etwa 350-500 Nanometern abgibt

6. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Lichtquellen als Infrarotlicht mit einer Wellenlänge von ca. 900 nm emitierende Laserdioden (17) ausgebildet sind.
7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Applikatoren als flächige Maschinenapplikatoren (13) oder Handapplikatoren (15) ausgebildet sind.
8. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß die Maschinenapplikatoren (13) aus mehreren Einzelapplikatoren bestehen, die über Scharniere (20) zueinander in Winkeln verstellbar sind.
9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß Applikatoren (13) an einer Standsäule (11) über einen Gelenkarm (12) beweglich angeordnet sind.
10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß Applikatoren (13, 15a, 15b) Sensoren (32) aufweisen.
11. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß die Applikatoren (15a, 15b) als Handapplikatoren ausgebildet sind.
12. Vorrichtung nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß ein Handapplikator (15a) einen Schaft (34) mit einem am Schaft angeordneten Kopf (35) umfaßt, im Kopf (35) eine Platine (36) mit Halbleiter- und/oder Laserdioden und ein Polarisierungsfiler (38) zwischen der Platine (36) und einem Schlitz (37) zum Austritt

der Lichtstrahlung (38) aus dem Kopf (35) vorgesehen sind.

13. Vorrichtung nach dem Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass der Kopf (35) einends eine in axialer Erstreckung des Kopfes (35) abstrahlende Lichtquelle mit einer Linse (40) und einem Polarisierungsfiler (41) zwischen Lichtquelle und Strahlenaustrittsöffnung (39) aufweist.
14. Vorrichtung nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß der Handapplikator (15b) zwischen einem Kopf (46) und Schaft (42) eine mit mindestens einer IR (44) und einer Blaulicht (45) emitierender Diode ausgestattete Platine (43) aufweist, der Kopf (46) vor der Platine (43) drehbar ausgebildet und entweder das Infrarot- oder Blaulicht über einen Ausleger (47) zu einem Behandlungsort leitbar ist.
15. Vorrichtung nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, daß der Ausleger (47) ein lichtleitendes Glasfaserkabel enthält.

1/2

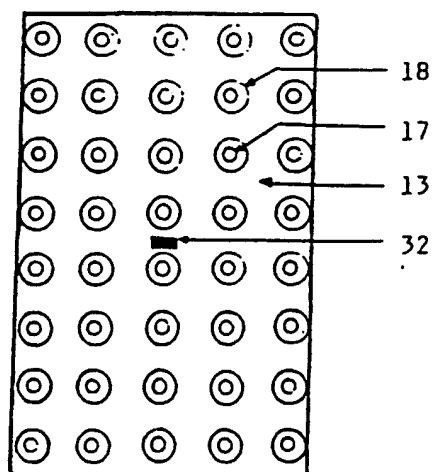


Fig. 2b

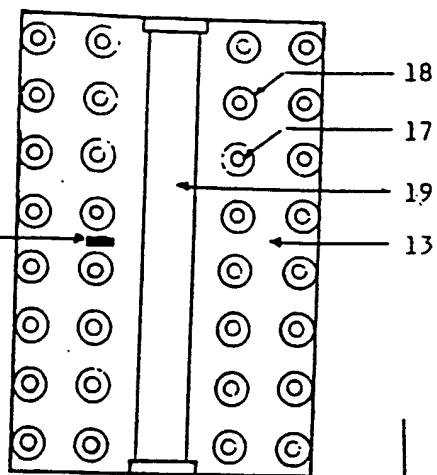


Fig. 2c

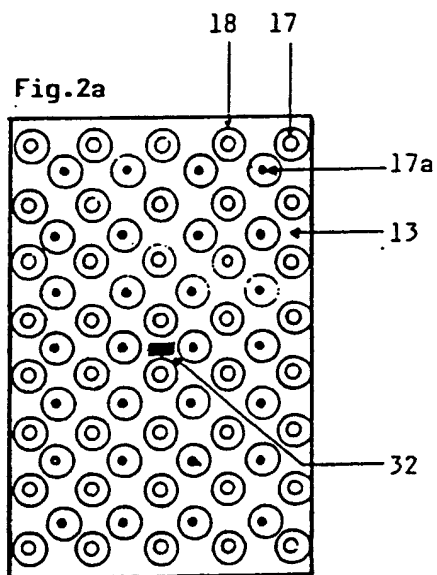


Fig. 2a

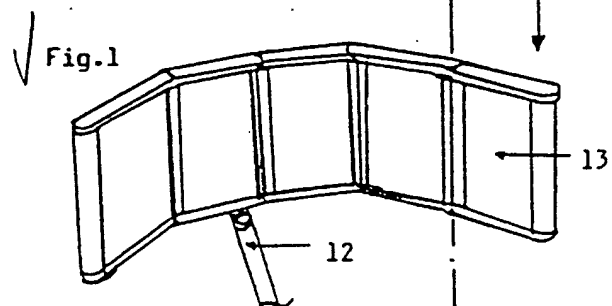


Fig. 1

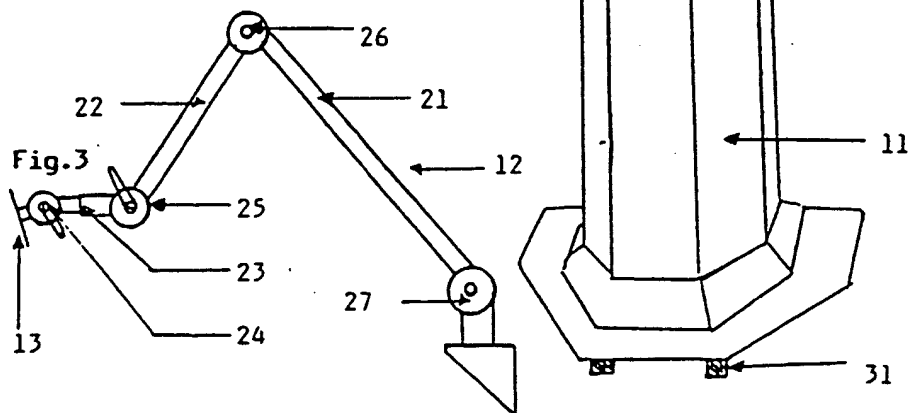
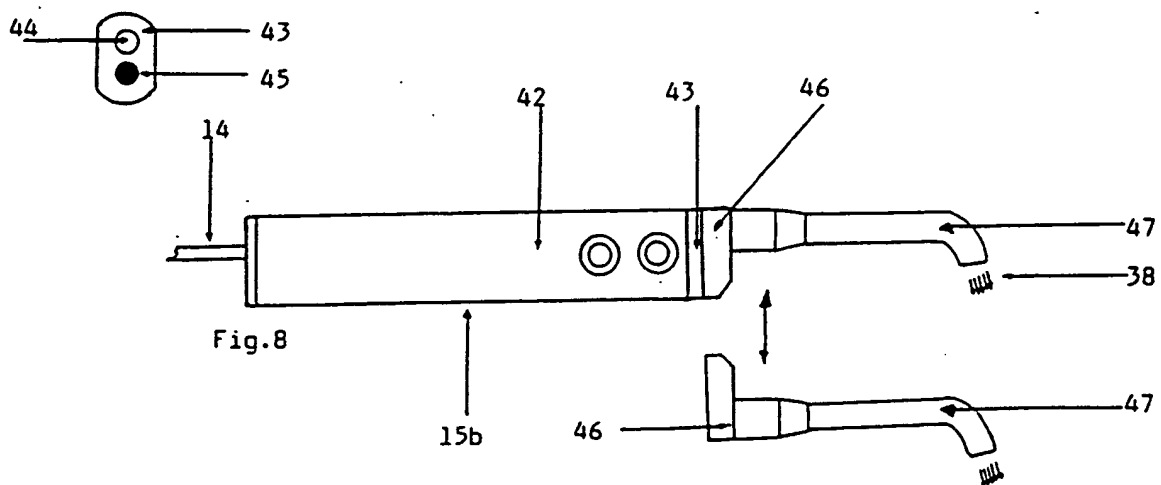
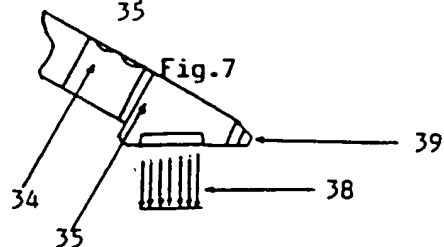
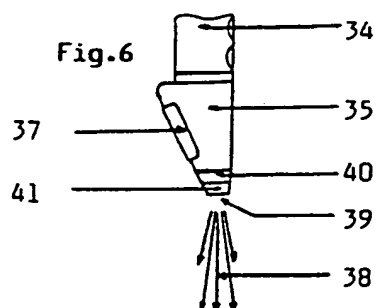
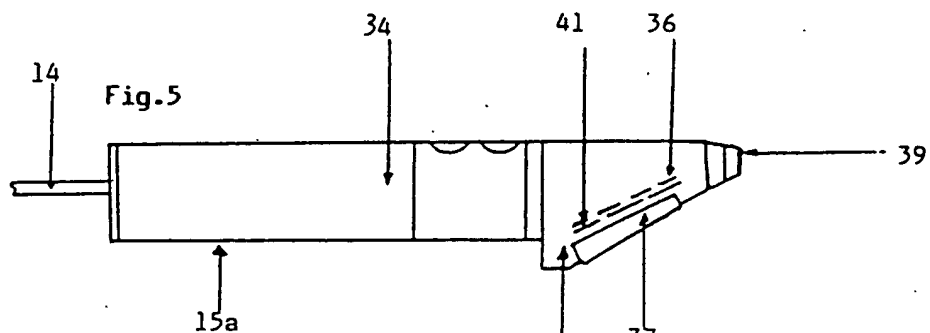
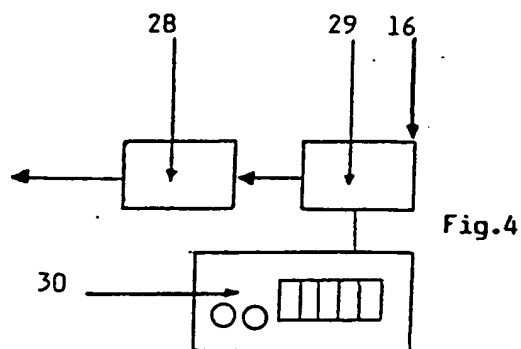


Fig. 3

2/2



ERSATZRI ATT

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER Int.Cl. ⁵ A 61 N 5/06 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) Int.Cl. ⁵ A 61 N Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	DE, U, 8 813 852 (NORMEDICA) 29 December 1968 see page 3, line 1 - page 7, line 30; figures 1-3	1,2,6-9
A	---	4
A	DE, A, 4 012 854 (HECHT, SCHUHMAN) 25 October 1990 see column 2, line 53 - column 3, line 1; figures 1,2	1,2
A	EP, A, 0 320 080 (DIAMANTOPOULOS, ALEXANDROU) 14 June 1989 see page 3, line 55 - page 8, line 37; figures 4-8	1-4,6,7,11,12
A	DE, U, 8 628 810 (HEITLAND INTERNATIONAL COSMETICS) 15 January 1987 see page 8, line 2 - line 12; figure 1	11,12,15
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance: the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 11 March 1993 (11.03.93)		Date of mailing of the international search report 14 April 1993 (14.04.93)
Name and mailing address of the ISA European Patent Office Facsimile No.		Authorized officer: Telephone No.

I. KLASSEFIZIKATION DES ANMELDUNGSGEGENSTANDS (bei mehreren Klassifikationssymbolen sind alle anzugeben) ⁶		
Nr. r Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC Int.Kl. 5 A61N5/06		
II. RECHERCHIERTE SACHGEBIETE		
Recherchierte Mindestprüfstoff ⁷		
Klassifikationssystem	Klassifikationssymbole	
Int.Kl. 5	A61N	
Recherchierte nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Sachgebiete fallen ⁸		
III. EINSCHLAGIGE VERÖFFENTLICHUNGEN⁹		
Art. ⁹	Kennzeichnung der Veröffentlichung ¹¹ , soweit erforderlich unter Angabe der maßgeblichen Teile ¹²	Betr. Anspruch Nr. ¹³
X	DE,U,8 813 852 (NORMEDICA) 29. Dezember 1988 siehe Seite 3, Zeile 1 - Seite 7, Zeile 30; Abbildungen 1-3	1,2,6-9
A	---	4
A	DE,A,4 012 854 (HECHT,SCHUHMAN) 25. Oktober 1990 siehe Spalte 2, Zeile 53 - Spalte 3, Zeile 1; Abbildungen 1,2	1,2
A	EP,A,0 320 080 (DIAMANTOPOULOS,ALEXANDROU) 14. Juni 1989 siehe Seite 3, Zeile 55 - Seite 8, Zeile 37; Abbildungen 4-8	1-4,6,7, 11,12
	---	-/--
<p>⁶ Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen¹⁰:</p> <p>"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist</p> <p>"E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist</p> <p>"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie angeführt)</p> <p>"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht</p> <p>"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist</p> <p>"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist</p> <p>"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden</p> <p>"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist</p> <p>"A" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist</p>		
IV. BESCHEINIGUNG		
Datum des Abschlusses der internationalen Recherche 11. MAERZ 1993		Abschließdatum des internationalen Recherchenberichts 14. 04. 93
Internationale Recherchenbehörde EUROPAISCHES PATENTAMT		Unterschrift des bevollmächtigten Bediensteten HERBELET J.C.

**ANNEX TO THE INTERNATIONAL SEARCH REPORT
ON INTERNATIONAL PATENT APPLICATION NO.**

CH 920022
SA 67730

This annex lists the patent family members relating to the patent documents cited in the above-mentioned international search report.
The members are as contained in the European Patent Office EDP file on
The European Patent Office is in no way liable for these particulars which are merely given for the purpose of information.

11/03/93

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
DE-U-8813852	29-12-88	None	
DE-A-4012854	25-10-90	None	
EP-A-0320080	14-06-89	US-A- 4930504 JP-A- 1136668	05-06-90 29-05-89
DE-U-8628810	15-01-87	None	

III. FINSCHLAGIGE VERÖFFENTLICHUNGEN (Fortsetzung von Blatt 2)

Art	Kennzeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der maßgeblichen Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	DE,U,8 628 810 (HEITLAND INTERNATIONAL COSMETICS) 15. Januar 1987 siehe Seite 8, Zeile 2 - Zeile 12; Abbildung 1 -----	11, 12, 15

ANHANG ZUM INTERNATIONALEN RECHERCHENBERICHT ÜBER DIE INTERNATIONALE PATENTANMELDUNG NR.

CH 920024
SA 67730

In diesem Anhang sind die Mitglieder der Patentfamilien der im obengenannten internationalen Recherchenbericht angeführten Patentdokumente angegeben.

Die Angaben über die Familienmitglieder entsprechen dem Stand der Datei des Europäischen Patentamts am
Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung und erfolgen ohne Gewähr.

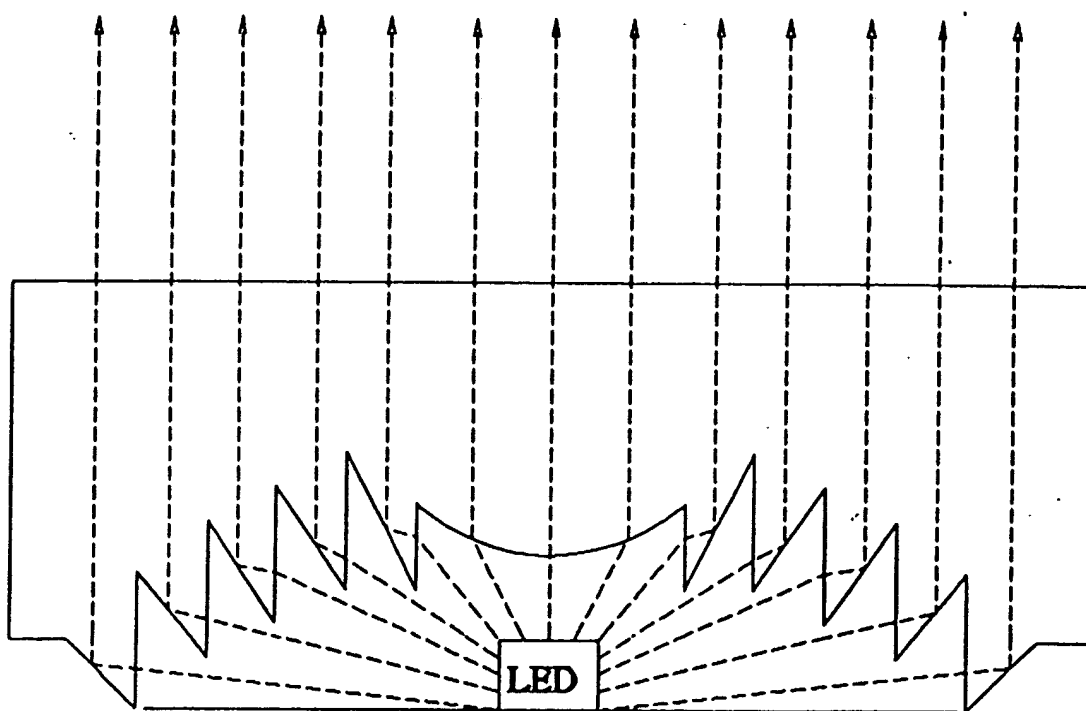
11/03/93

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
DE-U-8813852	29-12-88	Keine	
DE-A-4012854	25-10-90	Keine	
EP-A-0320080	14-06-89	US-A- 4930504 JP-A- 1136668	05-06-90 29-05-89
DE-U-8628810	15-01-87	Keine	

EPO FORM P0473

Für nähere Einzelheiten zu diesem Anhang : siehe Amtsblatt des Europäischen Patentamts, Nr.12/82

MINIATURIZED TIR LENSES FOR LIGHT EMITTING DIODES



TIR Technologies, Inc.
2915 Redhill Ave, Suite F-205
Costa Mesa CA 92626
714-850-9600, FAX 714-850-1242

1.0

INTRODUCTION

LEDs have a multitude of technological applications ^[1,2]. Of primary interest here are those involving the confinement of an LED's initially omnidirectional output, a process known in optics as collimation (formation of a narrow beam). Indicator lamps, displays, optoelectronic isolators, motion sensors, electrophotographic printers, fiber-optic telecommunications, and remote control of consumer electronics are prominent examples. We will examine how these applications can be significantly improved by a superior lens technology (the TIR lens).

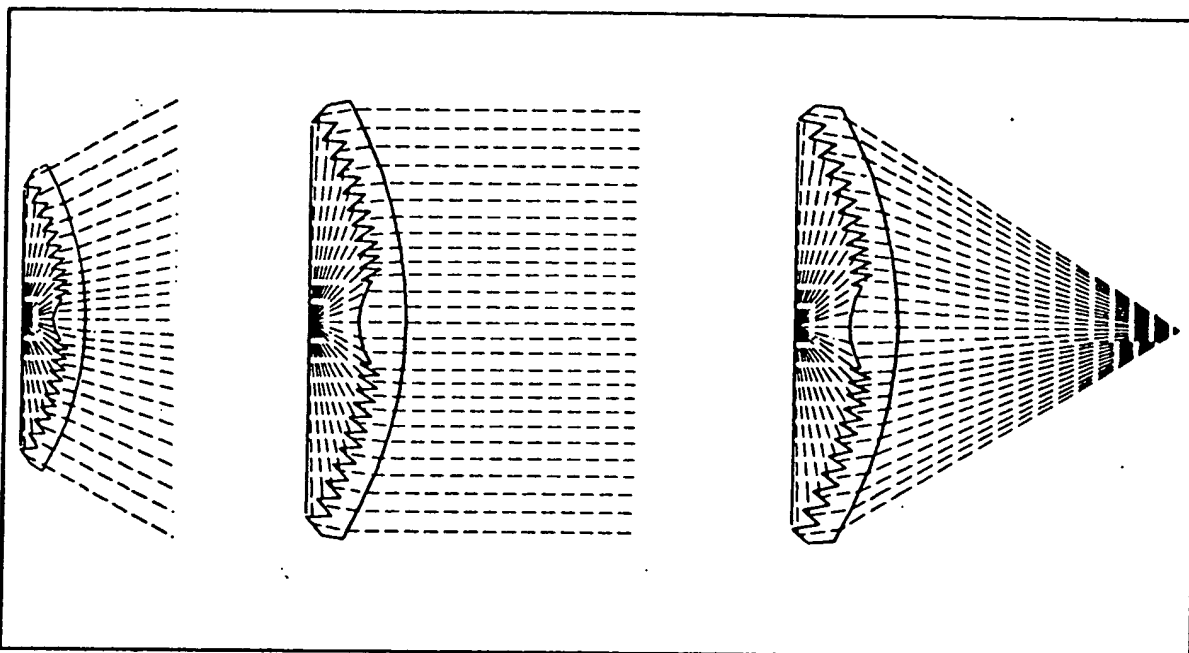


Figure 1 Three classes of beamforming TIR lenses: diverging (left), collimating (middle), and converging (right). They are much more compact and efficient than the reflectors they replace.

2.0 THE TIR LENS

The total internal reflection (TIR) lens is being developed for lighting devices, fiber-optic light pipes, and scientific instruments, in which lens size ranges from 1 to 6 inches in diameter. For LED's, much smaller models are required, placing a premium on accurate fabrication and surface smoothness. Figure 1 shows the three types of TIR lenses, classified according to the

type of beam produced: diverging, collimated, or converging. They will replace the much bulkier and less efficient designs, such as parabolic and elliptical mirrors and the Fresnel lens, currently found in many optical and illumination products. They utilize nearly all the light from a source, unlike conventional designs, which typically utilize 50-70% of the light. Their applications include flashlights, fiber-optic illuminators, scientific instruments, and LEDs.

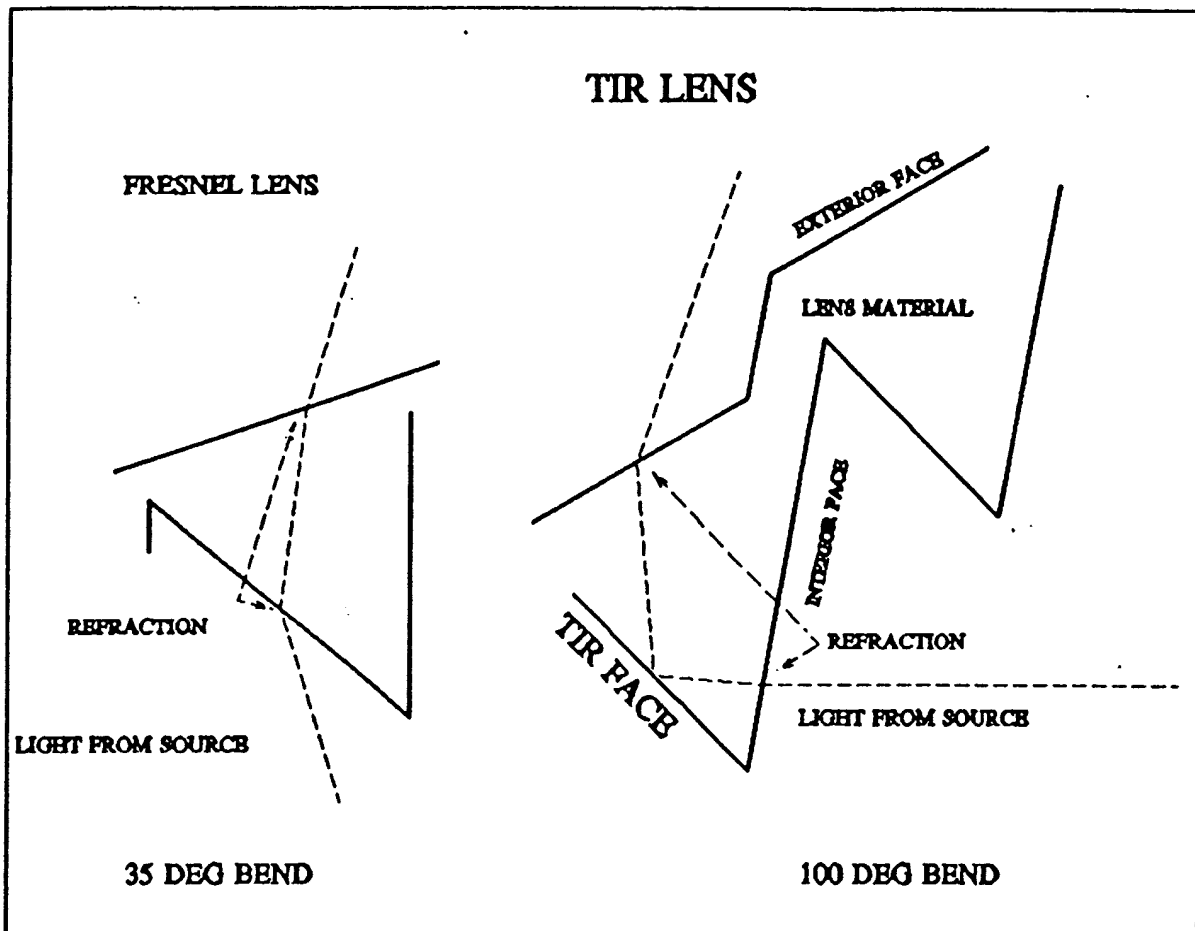


Figure 2. Comparison of Fresnel-lens facet (left) and TIR-lens facet (right), which has much greater bending capability and more design freedom.

The TIR lens, as taught in U.S. patent #4,337,759 and other patents currently pending, has individually angled prismatic facets that independently redirect light. As shown in Figure 2, each facet has three (3) optically active faces: an entry face, a totally internally reflecting face, and an exit face. By Snell's Law, each face bends a ray of light according to the incident angle of the ray. In the case of a TIR lens, an entry face will bend light towards its normal, while an exit face will bend light away from its normal. The totally internally reflecting faces also operate by virtue of Snell's law, which makes it a perfect (100% reflecting) mirror.

The TIR lens has the bend angles of its facets coordinated so that all rays from a source are sent into the desired output beam. The overall profile of the lens can assume a wide variety of shapes, subject only to a noninterference constraint, whereby a facet must not block rays entering or exiting adjacent facets. Manufacturing feasibility and cost considerations make three further properties desirable:

- As low a lens profile as possible;
- A smooth (groove-free) outer surface (except for converging TIR lenses);
- Triangular (or "sawtooth") faceting on the inside surface of the lens in order to reduce the complexity of manufacturing.

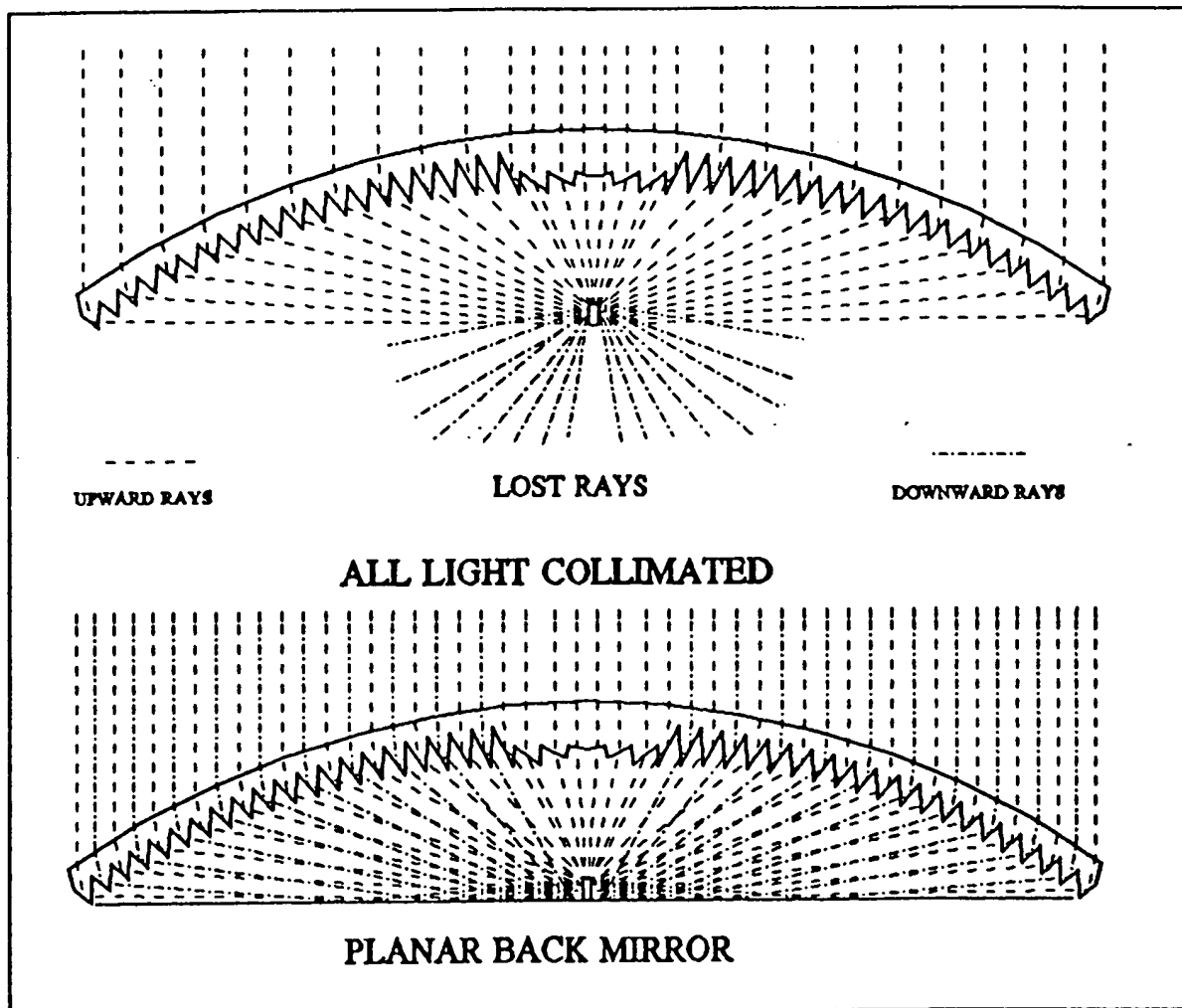


Figure 3. By itself, the TIR lens would miss some of the light from a source (top). Together with a planar back mirror, it collects nearly all the light from a source (bottom).

The practical application of the TIR lens concept is that light sources can effectively be placed "inside" the lens, yielding much shorter focal lengths and more compact optical designs than possible with conventional optics or Fresnel lenses. The total internal reflection facets also enable a wide range of individual light redirection, so that a desired flux distribution of light can be derived from a specific source. The immediate and most important implication of these large bend angles is: TIR facets can be situated close to the focus, resulting in very slender lens shapes. The second implication follows from the 90-degree bending capability: downward rays are readily sent upward with a planar mirror. The symmetry of a planar mirror requires bend angles too large for a Fresnel lens to provide. Because of this there accrues a further advantage of a TIR lens, as shown in Figure 3: nearly 100% utilization of the luminous output of a source. The TIR lens, in conjunction with a simple planar mirror that holds the source, controls nearly all of the rays emitted by the source.

3.0 THE COLLIMATION OF LED LIGHT

The radiometric characterization of LEDs faces is made difficult by their small output⁽¹⁾. Ideally, the radiant intensity of a source is measured at a large enough distance that it appears as a point source. In practice, a $\pm 2^\circ$ solid angle (4 milliradians) is used at national calibration laboratories. LED manufacturers, however, often use much wider angles, which can lead to 25% to 50% disagreements in measurements, due to the angular dependence of the measuring photodetectors. These disagreements are especially pronounced when measuring the output of collimated LEDs. This is important to remember when comparing alternative LED lensing methods.

LEDs are often mounted in plastic immersion lenses (Figure 4), which increase the coupling efficiency of the LED by reducing Fresnel and internal reflection losses at the surface of the chip. To accommodate the extra light not lost to internal reflection inside the LED, an immersion lens of refractive index n will multiply solid angle by n^2 , for light exiting the lens. To act as collimators, the spherical dome of an immersion lens must lie some distance above the LED, since a sphere with the LED at its center merely magnifies the LED's image without

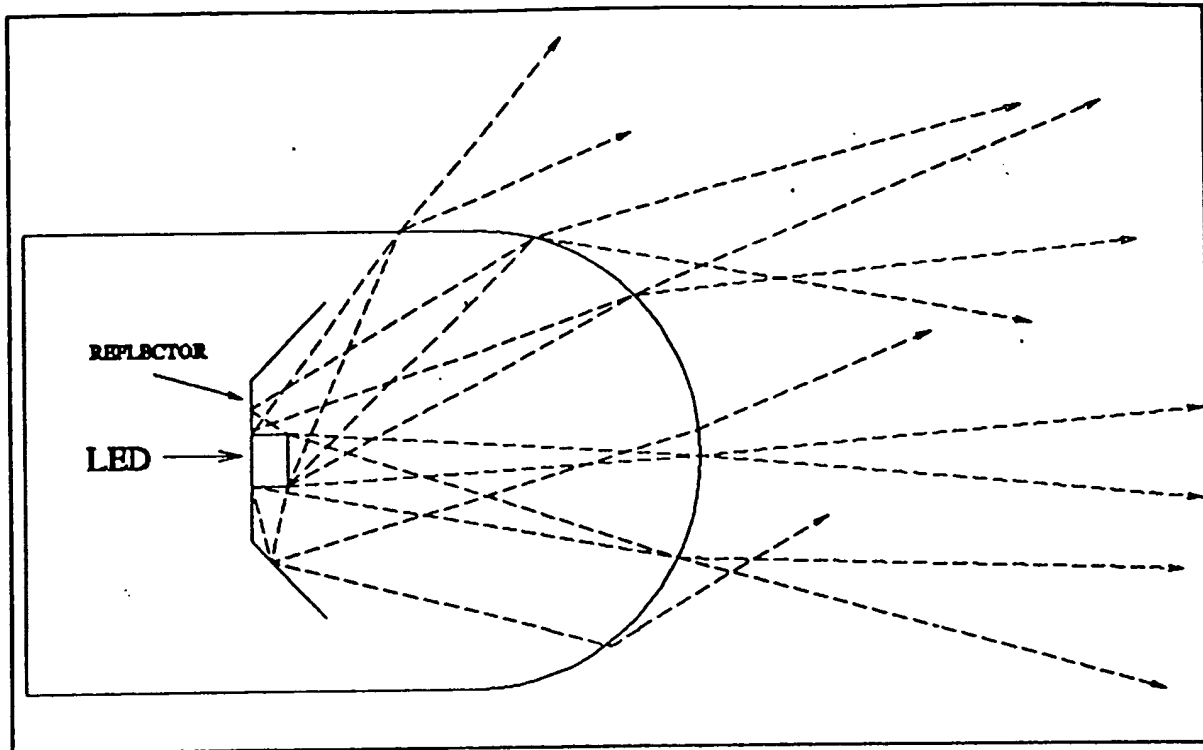


Figure 4. T-1 LED, with plastic immersion lens and representative rays being collimated. This LED to lens distance allows some light to escape, through the side of the cylindrical section, without being collimated, reducing interception efficiency.

The T-1 LED shown in Figure 3 illustrates the generic features of conventional LED immersion lenses. They consist of a hemisphere atop a cylinder, and the LED is positioned inside a cup that is represented here by a flat mirror and a conical mirror. While this is a simple configuration that is not at all optimal for LED's, the overall directivity is useful, and efficiency is acceptable. An important design parameter is the height of the cylinder section. As this is increased, the hemispherical cap intercepts less light but has better directivity. However, there is a problem with internal reflection off the sides of the cylinder, which usually causes light to bounce around inside and go to the bottom of the lamp (Figure 5). This and subsequent graphs were made with the ASAP optical analysis software package by Breault Research of Tucson AZ.

The cup reflector around the LED chip is critical to the success of this design: without it, a large portion of the light emitted by the sides of the LED chip would merely pass out through the sides of the cylinder section. Figure 6 is a polar intensity plot of an immersion LED with

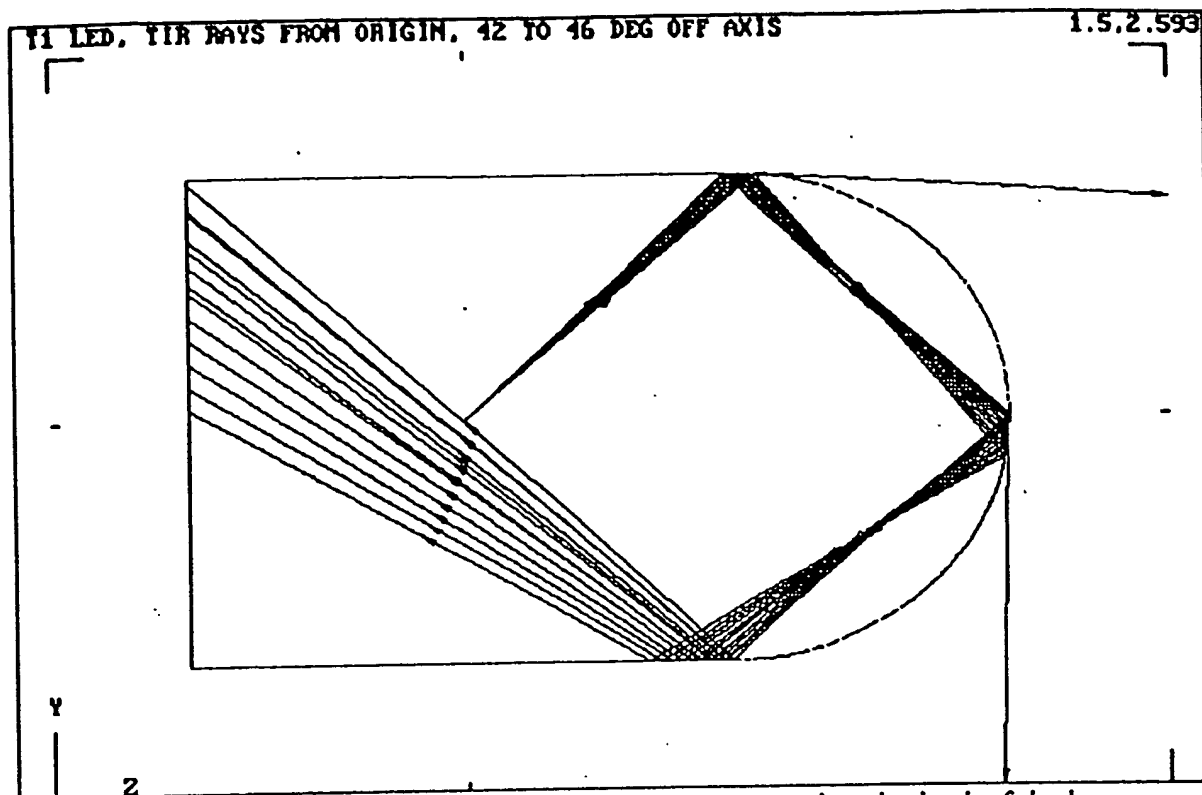


Figure 5. Internal reflections can cause light to bounce around to the back of the lamp, or go out tangentially with large reflection losses.

no cup reflector, while Figure 7 shows how the lamp's output beam is both wider and more intense due to the light being redirected from the side to the top of the lamp. Overall optical efficiency is somewhat lower because of increased internal reflection losses. This total output flux of 0.808 of the total, however, includes significant side lobe energy. The forward beam, of $\pm 20^\circ$ width (only 6% of a hemisphere), carries about 50% of the chip's emission, although a polar diagram conceals this, because the much lower intensity of the sidelobes is spread over correspondingly larger solid angles. While it seems large, a $\pm 60^\circ$ pattern, for example, is only half a hemisphere of solid angle.

Increasing the height of the cone reflector is not sufficiently beneficial to be worth the considerable manufacturing difficulties. Likewise, an aspheric cap instead of the hemisphere might be better for increasing collimation and decreasing internal reflections, but tooling costs would be much higher.

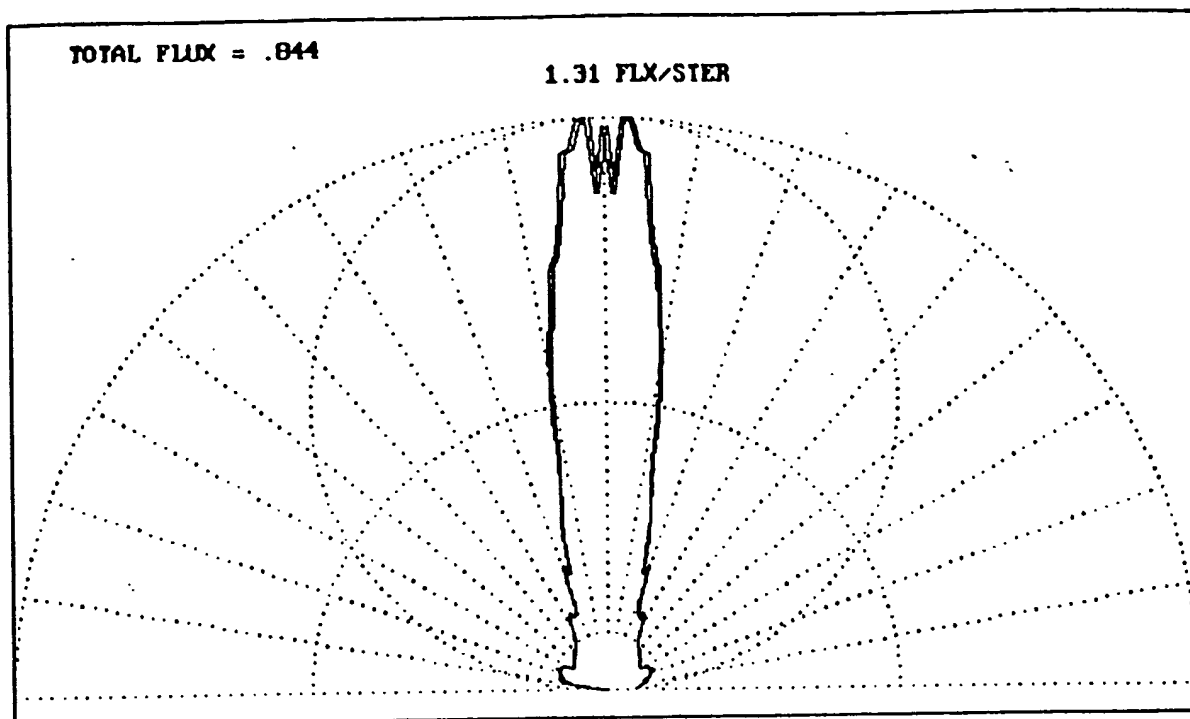


Figure 6. Polar plot of intensity of LED chip with planar reflector only, in immersion lens.

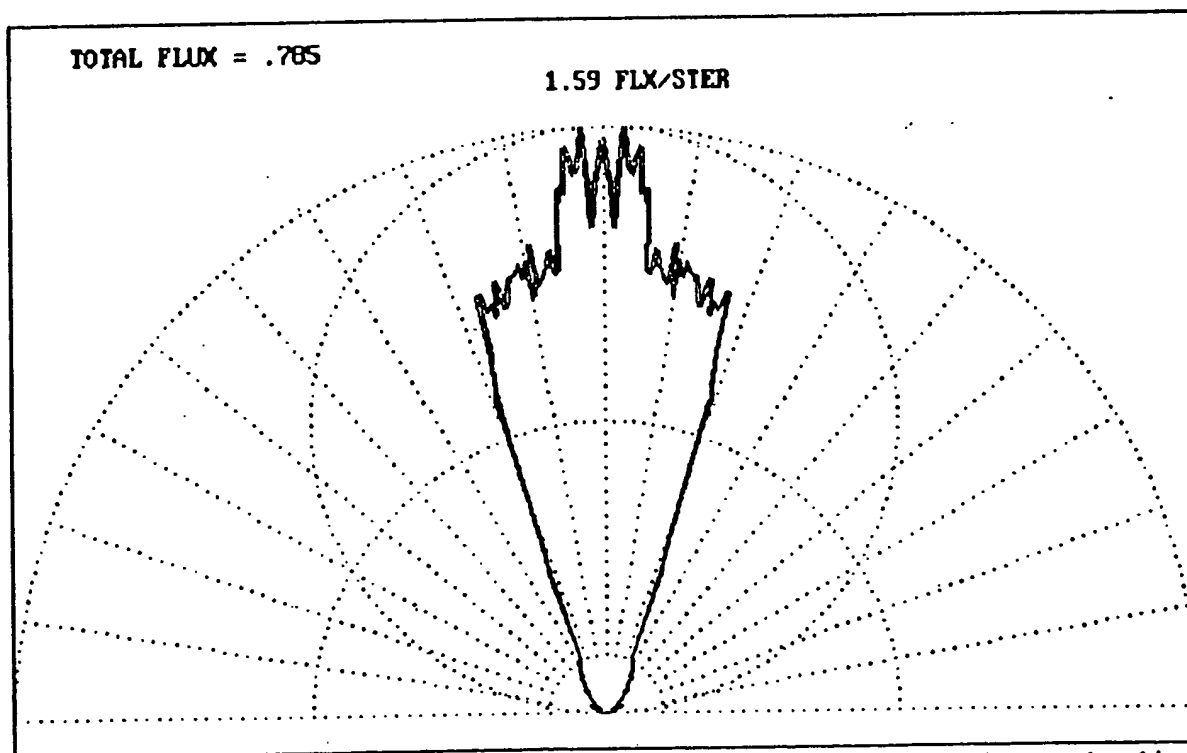


Figure 7. Polar plot of intensity of LED chip with cup reflector the same height as the chip.

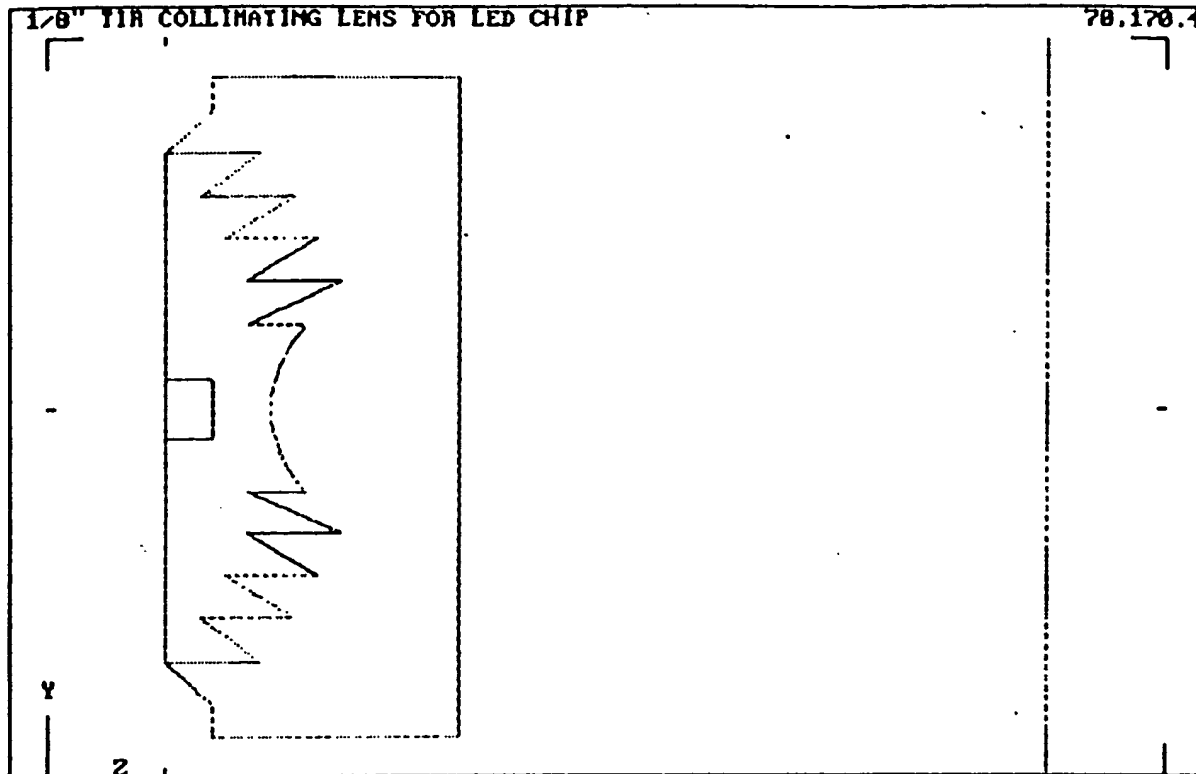


Figure 8. Miniature TIR lens for LED collimation, being analyzed by ASAP program.

5.0 THE TIR LENS FOR LEDs

Figure 8 shows an LED collimator design, a proprietary TIR lens, already fabricated in 1/8" diameter by TIR Technologies, Inc. Its optical efficiency of 75% is slightly less than that of the conventional LED lens, because of the higher Fresnel reflection losses of the bare LED chip. Nevertheless, its intensity is four times higher than that of the conventional lens, and the beam is much tighter, with an on-axis peak from the central spherical lens. There is a small amount of sideways leakage between the facets, but it can be eliminated at a somewhat larger lens diameter. A larger lens (1/4" +) is more desirable than the 1/8" size, for several reasons:

- (1) The angular beamwidth is smaller.
- (2) The lens profile can be optimized to eliminate leakage.
- (3) There is room for a small epoxy capsule to go over the chip and its wire.
- (4) Even the largest LED chips can be accommodated.

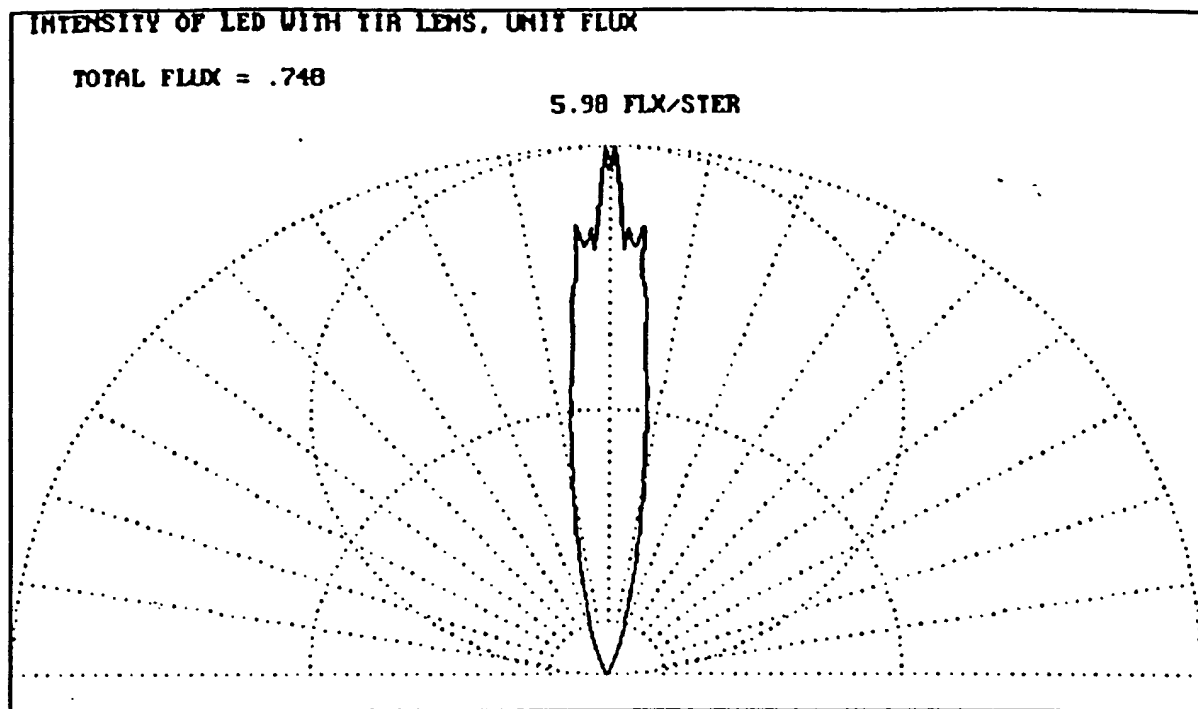


Figure 9. Intensity pattern of 1/8" TIR lens with LED chip and planar back mirror.

(5) A converging beam pattern is possible to maximize irradiance close to the lens.

In fact, the 1/8th-inch TIR lens is actually at the lower size limit for the application of the TIR lens to LEDs. Its facets are on the scale of phonograph grooves. The first prototypes we fabricated demonstrated the feasibility of molding the small TIR facets, but as shown when viewed with a microscope their relatively poor surface quality requires improvement for the lens to realize its ultimate performance capabilities. We will seek to improve the optical quality of the miniature TIR lens in future prototypes by going to better molds and larger (1/4") TIR lenses. Consequently, TIR Technologies, Inc. is interested in teaming with appropriate LED manufacturers who see the value in assisting us in the development of this new lens technology for a whole host of optoelectronic applications, for both LED sources and solid-state detectors. The interested reader should not that the TIR lens can be used in a collection mode to place a collimated beam onto a detector with a lens that can be placed much closer to a detector than conventional lenses.

APPENDIX I INTRODUCTION TO LEDs ^(4,5)

Light emitting diodes (LEDs) are electroluminescent emitters of visible and infrared light. As distinct from incandescent sources, which emit light because of their high temperatures, LEDs are "cold lights", in that electronic transitions in a semiconductor generate a relatively narrow band of wavelengths, and heat is produced only as a by-product. Impurity atoms of precisely calibrated concentrations form "p-n junctions" that cause an energy pattern by which electrons and holes (atoms lacking an electron) can recombine pairwise to produce a particle of light (photon). All current LEDs are made of single-crystal semiconductors, but silicon and germanium, the mainstays of the transistor industry, are unsuitable for this role. Instead, gallium arsenide (GaAs) for infrared light, gallium arsenide-phosphide ($\text{GaAs}_{1-x}\text{P}_x$) for red or yellow light, and nitrogen-doped gallium phosphide (GaP) for green light are predominantly today's practical materials.

Only a portion of the total current through an LED, that part called the diffusion current, is capable of producing radiative recombination. The ratio of diffusion to total current is the current injection efficiency, which peaks at a particular value of total current. In turn, only part of the diffusion current, given by the internal efficiency, actually produces light. Finally, there is the coupling efficiency, the fraction of light produced that actually escapes the crystal. Some light is absorbed on its way to the crystal surface. At the crystal/air interface, internal reflection and Fresnel reflection prevent some light from leaving the crystal. While this may be alleviated by anti-reflection coatings of a transparent material, such as epoxy, and by surface roughness, typical coupling efficiencies for LEDs are only 10-15%. As a result of this multiplicative cascade, total current to light efficiencies for LEDs are thus only a fraction of a percent. Thus lensing improvements are vital to making the best use of LED's, so that the TIR lens may be of great interest to a wide variety of LED users.

APPENDIX II INTRODUCTION TO RADIOMETRY

Radiometry is the science of measurement of light, with the subdivision of photometry dedicated

What we call brightness is the photometric equivalent of radiance. For example, a dimmer switch controls the irradiance (brightness) of a light bulb. In contrast, moving towards or away from a source of light changes both its solid angle and the illumination (photometric equivalent of irradiance) received from it, but not its brightness. The same is true for magnifying its image with a lens: the source's image has a larger solid angle, but its brightness is unchanged.

When a flat radiating surface is uniformly emitting power into a full hemisphere, it is called a diffuse or *Lambertian* source, and LED's are a prime example. An important characteristic of this kind of emitter is the cosine response. A flat patch of an emitter surface will at any given viewing distance subtend a maximum solid angle when viewed from a perpendicular direction. Off-normal viewing gives a foreshortened view that reduces the solid angle by the cosine of the off-normal angle, which goes to zero at 90° because the surface is being viewed edge on. To calculate the radiance of a Lambertian source emitting flux F from area A , we do not divide by the 2π steradians of a hemisphere, but only by π , because less light is sent to the sides of the hemisphere. Thus a 10-mil LED with 100 mW output from its $1/320 \text{ cm}^2$ surface area has emittance of 32 W/cm^2 . If we assume that the LED chip is an omnidirectional (also called Lambertian) emitter, then its radiance is $10 \text{ W/cm}^2\text{sr}$ not 5.

APPENDIX III THE COLLIMATION OF LIGHT

Because thermal light sources have radiance that is proportional to the fourth power of their temperature, filament-type incandescent light bulbs, at half the temperature of the sun, are only about one-sixteenth as bright as the sun, but still quite dazzling to the human eye. Their collimation has been a principal activity of illumination engineering since its inception over 100 years ago. Collimation is termed "ideal" when it fulfills thermodynamic (not aesthetic) criteria, in that it confers directivity on a light source by using the smallest possible aperture.

An ideal collimating lens will magnify the apparent size of the light source, when viewed from a point in its beam. The light leaving a spotlight lens still has the same radiance as the source, but is directionally confined to the small solid angle of the beam, rather than the omnidirectional

emission of the source itself. This is accomplished by spreading the light over the exit area of the lens, which is much larger than the surface area of the source. An ideal collimator is defined by two characteristics:

- (1) All of the source's omnidirectional output is collected (interception efficiency);
- (2) The output beam has the smallest possible solid angle, consistent with the ratio of lens area to source area (thermodynamic effectiveness).

An ideal collimator radiating uniformly into $1/M$ steradians must have an aperture area that is $M\pi$ times the surface area of the source. If not too close, a viewer inside the beam would see the entire collimator aperture as having the same brightness as the source (a condition called full flashing). Actual collimators fall short of ideal by not having perfect transparency, by not collecting all of a source's light, and in the far field by not having full flashing throughout the beam, due to variation of output solid angle across the aperture.

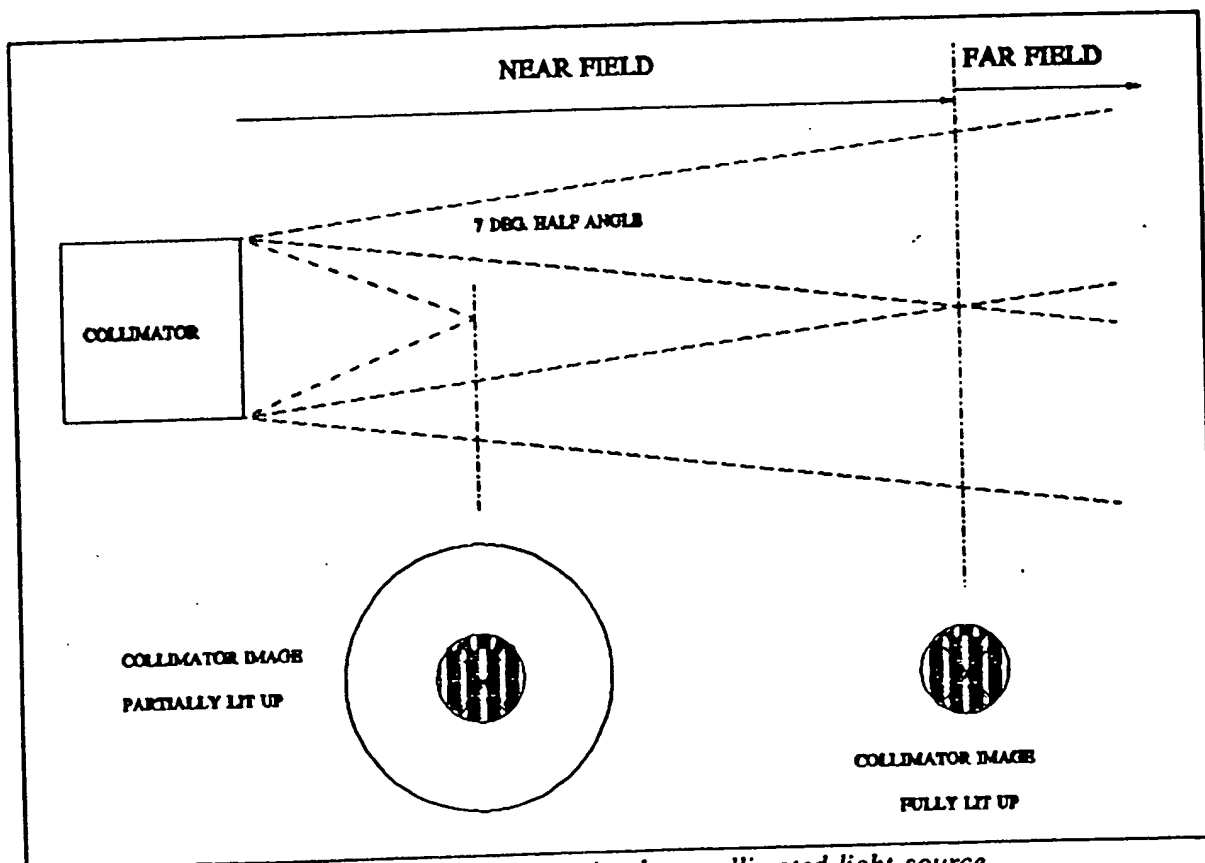


Figure 10. Near-field vs. far-field illumination by a collimated light source

An LED collimating lens can have two effects depending upon how close to the LED its light is to be applied, the near field or the far field (see Figure 10). The near field is where the solid angle subtended by the lens is larger than that of the beam, and vice versa for the far field. The boundary between them is the distance where the beams from opposite sides of the aperture first overlap. In the near field, irradiance is constant, because it is the product of LED radiance times beam solid angle. That is, any point in the near-field beam receives flux from a solid angle that is only a portion of the lens aperture. The far field begins when the entire aperture is fully flashed. In it, irradiance falls off as the inverse square of distance from the LED lens, because the lens solid angle decreases this way.

While an ideal collimator has a beam solid angle that is constant across its aperture, actual collimators have a variable output solid angle. This is because each part of the collimator lies at a different distance from the source, and thus "sees" it as subtending a different solid angle. All a collimator does is capture light from a source and redirect it into a beam: reflectors and external lenses cannot substantially alter the solid angle of pencils of light passing through them. Such practical matters prevent collimators from being ideal.

In the near field, improved interception efficiency by the collimator will increase the irradiance, because the extra light results in a wider beam angle. In the far field, the greater efficiency increases the beam solid angle, but not the irradiance, because irradiance cannot exceed the product of source brightness and aperture solid angle. Near-field irradiance is improved because it equals LED radiance (which is independent of the collimating lens) times beam solid angle, which the improved efficiency has increased. In the far field, a fully flashed lens cannot be improved upon, so that the same irradiance now exists over a larger beamwidth. Thus the extra light collected by a better collimator will have different effects, depending on whether the application is in the near field or the far field.